

ХІІІ Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

УДК 004.451.64:004.94

Ю.А. Юхименко, студент гр. ПБ-82, к.т.н., доц. Стельмах Н.В.
КПІ ім. Ігоря Сікорського

АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ВИГОТОВЛЕННЯ СТЕНТІВ ДЛЯ МАЛОІНВАЗИВНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ СЕРЦЕВОГО КЛАПАНА

Анотація. В даній роботі розглянуто та проаналізовано методику застосування адитивних технологій у виготовленні полімерних серцевих стентів та порівняння їх з нітиноловими стентами.

Ключові слова: адитивні технології, полімерні стенти, нітинолові стенти, біодеградація.

ВСТУП

Технології 3D-друку та об'єктне моделювання мають величезний потенціал в сучасній медицині в частині відтворення високоточних тривимірних моделей людських органів, а також проектування деяких імплантатів. Однією з пріоритетних задач розробників є максимальне скорочення часу, необхідного для обробки результатів сканування людського організму, швидкого їх проектування і створення необхідних органів або імплантатів для нормальної життєдіяльності людини. [1]

Метою роботи є визначення переваг використання адитивних технологій при виготовленні саморозширювальних полімерних стентів для малоінвазивної імплантації серцевого клапана, опис властивостей, які вони повинні мати та порівняння властивостей друкованих полімерних серцевих стентів з нітиноловими.

ОПИС ЗАДАЧІ ДОСЛІДЖЕННЯ

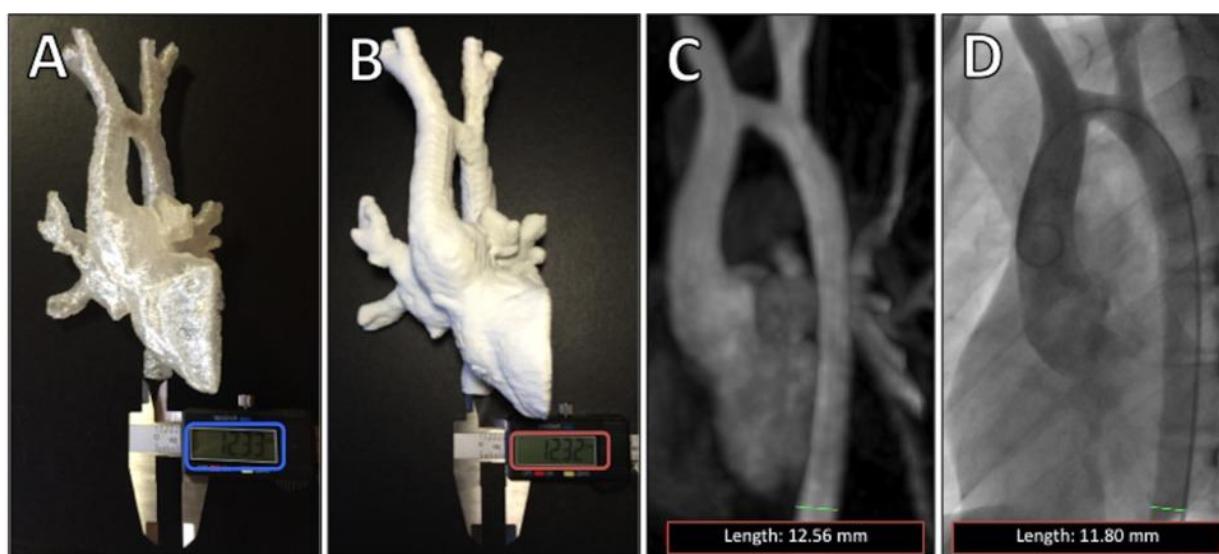
Еволюція малоінвазивних процедур імплантації та потенціал реконструкції in vivo серцевих клапанів, що інженерно поєднуються з тканинами, потребують стентів з ростовою здатністю. За допомогою обчислювального апарату та технології 3D-друку є можливим виготовлення полімерного стента з механічними показниками, порівнянними з типовими для звичайних нітинолових стентів, що використовуються для імплантації серцевих клапанів у випробуваннях на тваринах. Був обраний комерційно доступний полімер для 3D-друку, і для перевірки результатів, передбачених обчислювальною моделлю, проводилися випробування на подрібнення та обтискування. Наприкінці, руйнування полімеру оцінювали за допомогою прискореного гідролізу. [2]

Тобто, одними з основних вимог до полімерних стентів є здатність до пружної деформації та здатність до руйнування шляхом біодеградації. При випробуванні, для тестування здатності полімеру до біодеградації (тобто, руйнування в біологічному середовищі) і використовують гідроліз.

Процес створення полімерного серцевого стенту шляхом 3D-друку схожий із друком протезів. Тобто, спочатку за допомогою сканування (зазвичай магнітно-резонансна томографія (МРТ) або комп'ютерна томографія (КТ)) отримують комп'ютерний файл для обробки. Далі виконується сегментація зображень для розділення аорти й лівого шлуночка та виключення інших невідповідних анатомічних, використовується CAD-технологія для перетворення сегментованої 3D-геометрії в сумісний файл для 3D-принтерів і,

нарешті, відбувається швидке складання прототипів шляхом осадження плавленої полімерної нитки пошаровими шарами 1 мм. В описаному дослідженні були використані два різні полімернокислотні полімери, жорсткий та гнучкий (тобто було побудовано дві 3D моделі). На весь процес було потрібно приблизно 16 годин: 3 години сегментації, зроблені клініцистом, 3 години комп'ютерного дизайну, зробленого інженером і 10 годин друку.

На рисунку 1 можна побачити вимірювання в аналогічних місцях аорти з використанням прямого штангенциркуля на жорсткій 3D-друкованій моделі (А), гнучкій друкованій 3D-моделі (В), МРТ (С) та рентгенографії (D). На рисунку 1 показаний результат вимірювань на рівні діафрагмальної аорти[3].



Location (mm)	[A] Rigid 3D-model	[B] Flexible 3D-model	[C] MRI	[D] Xray-Angiography
<i>Sinus of Valsalva</i>	30.30	30.34	30.35	30.29
<i>Sinotubular junction</i>	19.91	20.18	19.87	19.89
<i>Ascending aorta</i>	15.12	15.60	15.60	15.20
<i>Transverse arch</i>	9.66	10.58	9.94	9.50
<i>Isthmus</i>	12.76	13.83	13.03	12.90
<i>Descending aorta</i>	13.91	14.91	14.83	13.92
<i>Diaphragmatic aorta</i>	12.20	12.32	12.56	11.80
<i>Arch length</i>	11.75	11.59	11.95	11.72

Рисунок 1 Показники прямого штангенциркуля на двох різних моделях імплантованих стентів.

Тестування надрукованих стентів навантаженням проводиться як за допомогою комп'ютерної симуляції, так і експериментально. Комп'ютерне моделювання показало наявність пластичної деформації з боку стенту, створюючи овальну геометрію після зняття навантаження (рисунок 2 (А)). Отримані експериментальні сили проти кривих зміщення, отримані в результаті випробувань на подрібнення полімерних 3D-друкованих прототипів, та порівняно з обчислювальним моделюванням роздавлення (рисунок 2(В)). Результати експериментів добре узгоджуються з обчислювальними моделями.

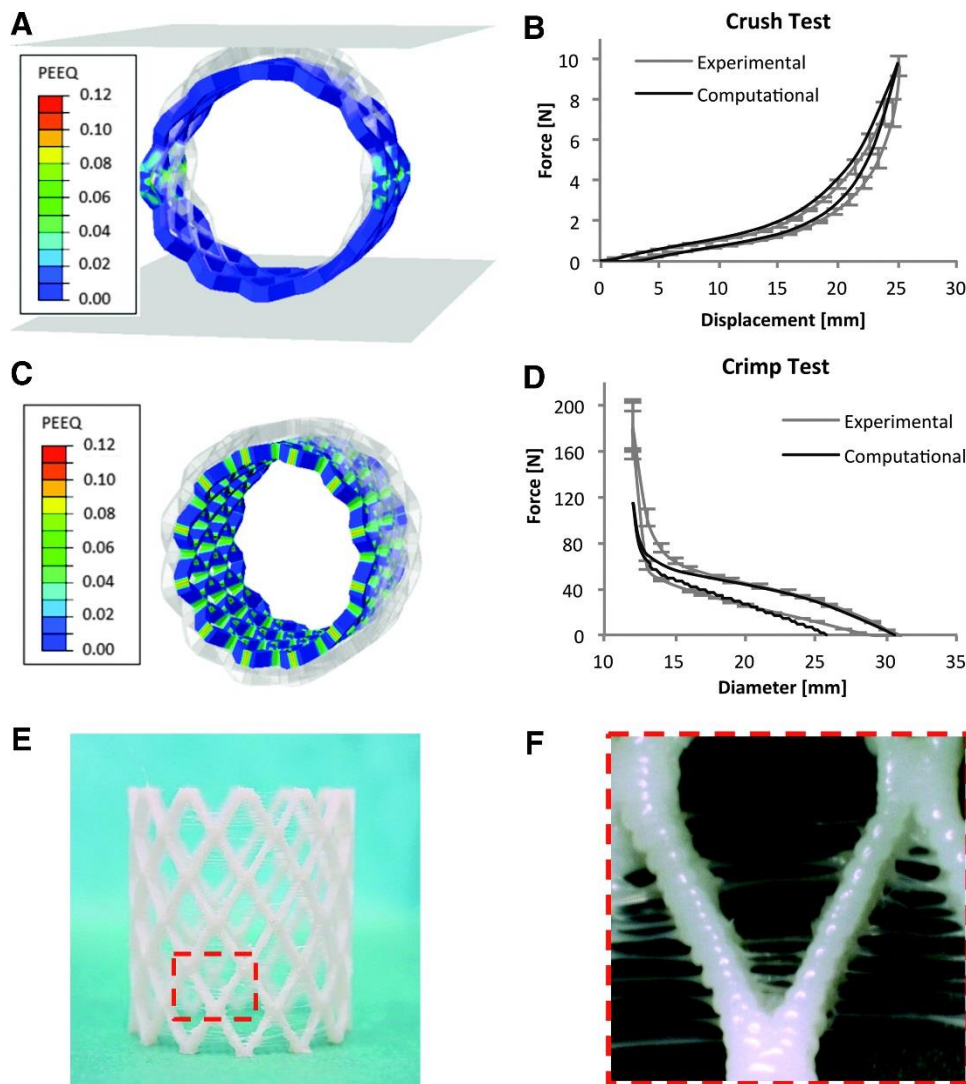


Рисунок 2 Випробування повздовжньою та поперечною деформаціями

На рисунку 2 зображено (A) результат комп'ютерного моделювання повздовжньої деформації (рівнозначна пластична деформація); (B) обчислювальна та експериментальна сила проти кривих переміщень. Результати експериментів показані як середнє значення \pm стандартне відхилення. (C) результат комп'ютерного моделювання поперечної деформації (еквівалентна пластична деформація); (D) обчислювальна та експериментальна сила проти кривих діаметрів. Результати експериментів показані як середнє значення \pm стандартне відхилення. (E, F) 3D-надрукований прототип після випробування повздовжньою деформацією. [2]

ВИСНОВКИ

На основі розглянутих сучасних експериментальних досліджень видно, що 3D-надруковані серцевні стенти можуть мати абсолютно такі ж фізичні та хімічні властивості, нітинолові стенти. На рисунку 3 можна побачити підсумкові графіки порівнянь результатів комп'ютерної симуляції випробування повздовжньою та поперечною деформаціями полімерного стента з еквівалентними результатами моделювання, виконаними на нітиноловому стенті, який слугував еталом. Отримана сила подрібнення полімерного стента вище, ніж нітинолового (рисунку 3(A)). Через наявність пластичної деформації в

полімері, крива розвантаження не перетинається з кривою завантаження для низьких значень переміщення пластини, як це відбувається з нітиноловим стентом через надпружну природу цього матеріалу[3,4]. Тому, можна зробити висновок, що наявність пластичної деформації в полімерах необхідно враховувати при виготовленні полімерних стентів.

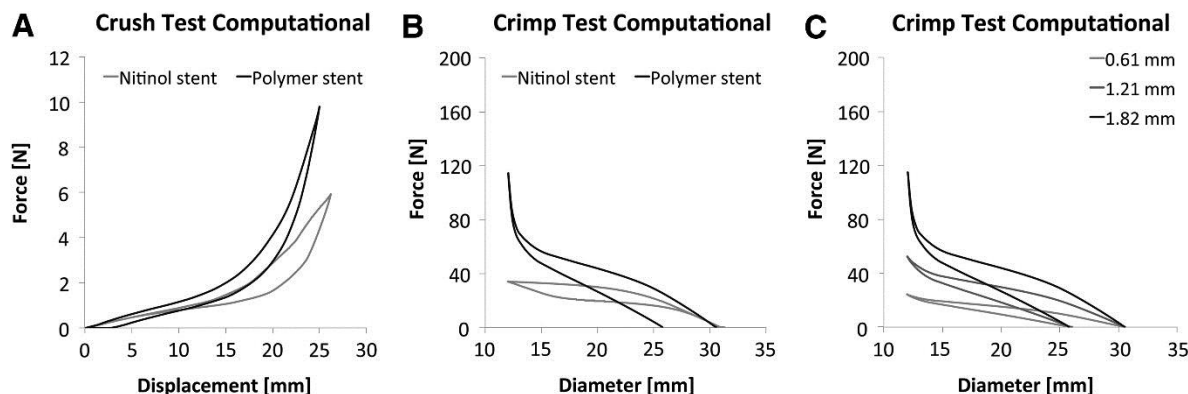


Рисунок 3. Порівняння результатів комп'ютерної симуляції випробування повздовжньою на поперечною деформаціями полімерного стента з еквівалентними результатами моделювання, виконаними на нітиноловому стенті

Після проведення аналізу різних досліджень та тестів можна додати, що перспективи розвитку полімерних серцевих стентів, виготовлених за допомогою адитивних технологій, доволі широкі. В перспективі, вони можуть навіть повністю замінити нітинолові стенти, оскільки мають такі ж фізичні та хімічні властивості, але при цьому їх простіше та швидше виготовляти і проектувати під індивідуальну анатомію кожного пацієнта.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- [1] Юхименко Ю. А., Стельмах Н. В. Моделювання-3D та адитивні технології в сучасній медицині. – 2019.
- [2] Cabrera M. S. et al. Computationally designed 3D printed self-expandable polymer stents with biodegradation capacity for minimally invasive heart valve implantation: A proof-of-concept study //3D Printing and Additive Manufacturing. – 2017. – Т. 4. – №. 1. – С. 19-29.
- [3] Valverde I. et al. 3 D printed models for planning endovascular stenting in transverse aortic arch hypoplasia //Catheterization and Cardiovascular Interventions. – 2015. – Т. 85. – №. 6. – С. 1006-1012.
- [4] Yoo S. J. et al. 3D printing in medicine of congenital heart diseases //3D printing in medicine. – 2016. – Т. 2. – №. 1. – С. 3

Наук. керівник – к.т.н., доц. Стельмах Н.В.